

# DOSIMETRIE

Nous avons vu que la traversée de la matière par un faisceau de particules aboutit à un dépôt d'énergie dans cette matière.

**Le but de la dosimétrie** est d'évaluer quantitativement cette énergie absorbée afin :

1- de prévoir les effets des traitements en radiothérapie aussi bien sur les tissus sains que les tissus tumoraux

2- de mesurer l'énergie déposée dans les tissus lorsque les rayonnements ionisants (directs ou indirects) sont utilisés à des fins diagnostiques

3- de définir des normes de protection vis-à-vis de ces rayonnements (radioprotection) soit individuellement (sur le plan personnel ou professionnel), soit collectivement.

Nous avons caractérisé les échanges énergétiques au niveau particulaire unitaire, maintenant nous allons nous situer **au niveau macroscopique de la matière qui absorbe cette énergie.**

Pour débiter, nous allons définir un certain nombre de grandeurs qui nous permettent de passer de la particule au faisceau de particules.

## 1. DOSIMETRIE DES FAISCEAUX DE PHOTONS

### 1.1. Caractéristiques physiques d'un faisceau de photons dans le vide

Un faisceau de photons issu d'une source sera caractérisé par 3 types de grandeur :

- **la distribution spectrale**, c'est-à-dire les proportions relatives des énergies qui sont représentées dans le faisceau

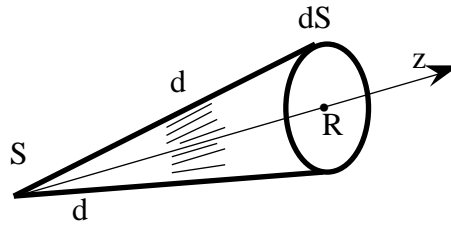
Par exemple :

Source radioactive	spectre de raies
Tube de Coolidge	spectre continu

Pour tous les autres paramètres, on raisonnera sur un faisceau monoénergétique. Pour les faisceaux polyénergétiques, on procède par addition (spectre de raies) ou par intégration (spectre continu).

#### - les paramètres énergétiques

• Flux énergétique : énergie totale transportée par le faisceau par unité de temps, soit  $F$ . Ce qui nous intéresse plus particulièrement est le flux qui va entrer en interaction avec la matière dont la taille est finie, donc le flux transporté dans l'angle solide qui voit la matière à partir de la source.



- Intensité énergétique dans une direction donnée

$$I = \frac{d}{d} \quad \text{unité : Watt/stéradian}$$

$d$  est pris suffisamment petit pour que  $d$  soit homogène dans cet angle solide.

- L'énergie totale transportée par le faisceau pendant un temps  $T$  est :

$$W = \int_0^T (t) dt \quad \text{unité : Joules}$$

• La petite surface  $dS$  qui est au bout du cône contenant les photons reçoit un certain nombre de photons qui l'éclaire. Si on considère que  $dS$  est perpendiculaire à la direction de propagation, on définit l'éclairement énergétique de cette surface.

$$E = \frac{d}{dS} \quad \text{unité : Watt/m}^2$$

C'est une densité surfacique de puissance.

• Cette quantité de densité de puissance peut être cumulée dans le temps pour aboutir à l'énergie totale qui a traversé  $dS$  pendant le temps d'irradiation, on parle de fluence énergétique.

$$F = \int_0^T E(t) dt \quad \text{unité : Joules/m}^2$$

### - la distribution spatiale

Elle est fournie par l'indicatrice d'intensité énergétique qui est la courbe  $I = f(\text{direction})$  que nous avons vu pour les RX. On rappellera que, dans le cas d'une émission isotrope, on a

$$I = \frac{W}{4\pi R^2}$$

Enfin, on retrouvera facilement que, dans une direction donnée, la relation entre intensité et éclairement est :

$$E = \frac{I}{R^2}$$

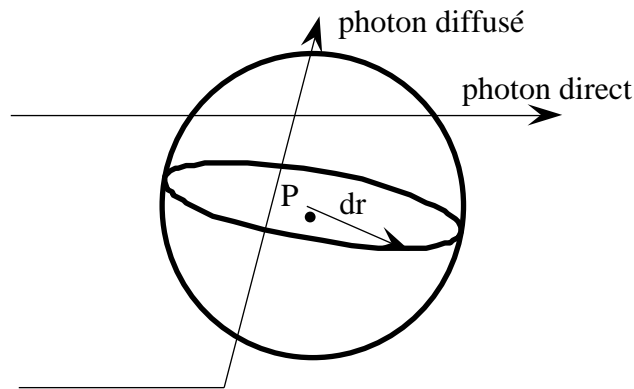
En effet :

$$E = \frac{d}{dS} \quad \text{et} \quad I = \frac{d}{d} \quad \text{impliquent que :}$$

$$E = \frac{I \, d}{dS} = \frac{I \left( \frac{dS}{R^2} \right)}{dS} = \frac{I}{R^2}$$

### 1.2. Caractéristiques dans la matière

Dans ce cas, un élément de matière, situé autour d'un point P va recevoir des photons directs et des photons diffusés.



Dans l'élément de sphère de rayon  $dr$ , la surface de section qui est perpendiculaire au rayonnement diffusé est toujours  $(dr)^2$ , quelle que soit la direction du rayonnement diffusé. Il convient donc d'adapter les définitions qui font intervenir une surface fixée  $dS$ , donc on aura :

- l'éclairement énergétique  $E = \frac{dF}{(dr)^2}$

- et la fluence énergétique  $F = \frac{dW}{(dr)^2}$

## 2. TRANSFERT D'ENERGIE ENTRE UN FAISCEAU DE PHOTONS ET LA MATIERE

### 2.1. Le KERMA

Le matériau sera considéré homogène et nous allons nous intéresser à une sphère élémentaire de la cible, située au sein du matériau. Pendant l'irradiation, des photons entrent dans la sphère avec une certaine énergie :  $dW_e$ . Ils ont, ou non, des interactions (PE, diffusion...) et, dans le même temps, un certain nombre de photons sortent de  $dm$  avec une énergie globale  $dW_s$ .

La différence a été cédée à la matière sous forme d'énergie cinétique communiquée à des électrons, soit  $dW_d = dW_e - dW_s$ . On parle d'**Energie Cinétique Déposée par unité de MAsse** (Kinetic Energy Released per MAAss unit) ou **KERMA**.

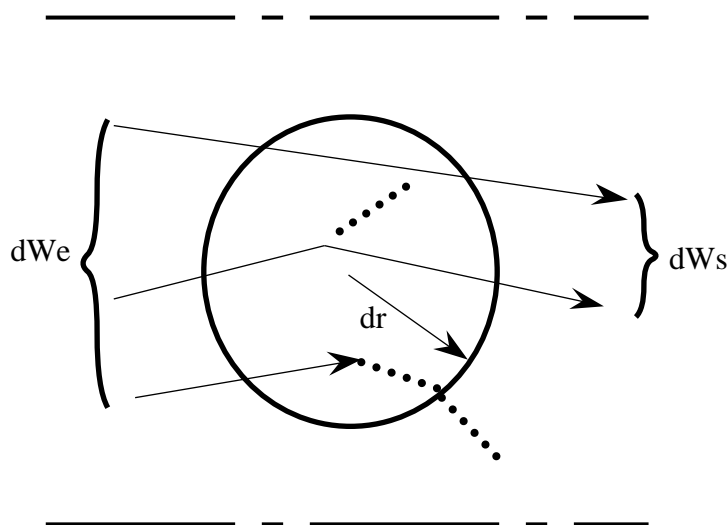
$$K = \frac{dW_d}{dm} \quad \text{exprimé en Gray (Gy)}$$

$$1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1} = 100 \text{ rad} \quad \text{ou } 1 \text{ Rad} = 100 \text{ erg/g (CGS)} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

K dépend de l'énergie du photon et de la nature des matériaux mais K n'est pas directement mesurable.

$$[K] = L^2.T^{-2}$$

On retrouve bien le rapport MKS / CGS =  $10^4$ .



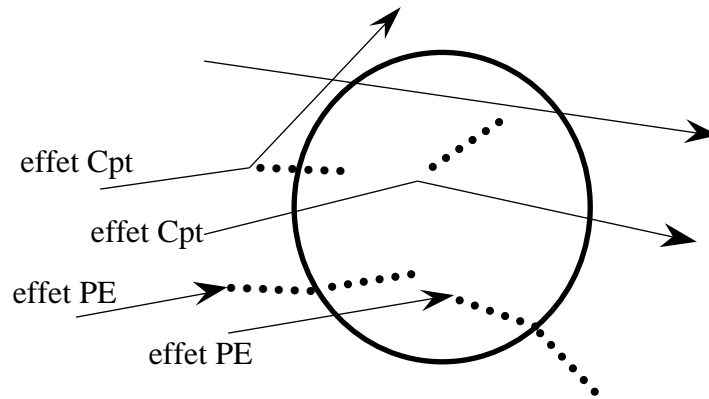
## 2.2. La dose absorbée

L'énergie cinétique cédée aux électrons à l'intérieur de la sphère est absorbée à l'intérieur et à l'extérieur de la sphère mais des ionisations réalisées en dehors de cette sphère peuvent aboutir à un dépôt d'énergie dans la sphère. Au total, on parle de dose absorbée telle que :

$$D = \frac{dW_a}{dm} \quad (\text{Gray ou Rad})$$

Dans le cas où l'élément de sphère est loin des faces du matériau par rapport au libre parcours des  $e^-$  secondaires et si l'atténuation du faisceau de photons est négligeable dans l'élément de volume, on atteint un équilibre électronique : il y a compensation entre l'énergie transférée dans la sphère et absorbée en dehors avec l'énergie transférée en dehors de la sphère et absorbée dedans.

On a alors égalité entre Kerma et Dose absorbée. On supposera cette condition toujours réalisée.



### 2.3. Relation entre le KERMA et la fluence énergétique

Puisque le KERMA n'est pas directement mesurable, nous allons tenter de l'estimer en raisonnant sur une portion du faisceau qui se comportera de façon idéale. Nous allons donc faire l'hypothèse d'un faisceau monoénergétique unidirectionnel qui traverse perpendiculairement une surface dS dans un matériau de coefficient d'absorption massique  $\mu_a$  et de masse volumique  $\rho$ .

Si  $W_i$  est l'énergie incidente des photons pendant le temps T, l'énergie transférée est :

$$dW_t = W_i \cdot \mu_a \cdot dx \quad (\text{formule de l'atténuation})$$

$$K = \frac{dW_t}{dm} = \frac{W_i \cdot \mu_a \cdot dx}{dS \cdot dx} = \mu_a \cdot \frac{W_i}{dS}$$

$$K = \mu_a \cdot F$$

Par définition,  $W_i/dS$  est la fluence énergétique du faisceau, donc

Cette relation peut s'étendre au cas où des faisceaux de directions différentes traversent l'élément de matière. Elle lie une grandeur propre à l'énergie transférée à la matière (K) et l'énergie (F) véhiculée par le faisceau, indépendamment de la matière, par un coefficient caractéristique de cette matière.

**En biologie**, seule la notion de dose absorbée a un intérêt mais sa mesure est délicate et imprécise. Le KERMA fournit une approche dès lors qu'on a su le mesurer dans un milieu de référence. On aura alors :

$$K = K_0 \frac{\mu_a / \rho}{\mu_a / \rho_0}$$

La fluence énergétique est l'énergie totale portée par le faisceau en lui-même. Elle est donc indépendante du milieu et se simplifie.

#### 2.4. Relation KERMA-exposition ⇒ Comment mesurer Ko ?

Cette énergie déposée par unité de masse correspond à un nombre d'ionisations créées dans l'air mesurable par un électroscope. C'est l'exposition du faisceau. L'unité est le coulomb par kilogramme (1 Bragg) (ou en CGS le Röntgen soit 1 u.charge CGS/cm<sup>3</sup> d'air).

$$1 \text{ Röntgen} \quad \text{création de } 1,6 \cdot 10^{12} \text{ paires d'ions}$$

$$\text{soit } 2,56 \cdot 10^{-4} \text{ Cb/kg} = (1,6 \cdot 10^{12} \times 10^3 \times 96500) / 6,02 \cdot 10^{23}$$

Or, la création d'une paire d'ions requiert environ 34 eV dans l'air (soit  $5,44 \cdot 10^{-18}$  J), donc une exposition de 1 Röntgen correspond à un KERMA de :  $1,6 \cdot 10^{12} \times 5,44 \cdot 10^{-18} \times 10^3$  Gray.

Soit un coefficient  $f = 87 \cdot 10^{-4}$  Gray/R = 0,87 rad/R dans l'air dans la formule de l'énergie transférée :

$$K_A = f \cdot X_A \quad K_A \text{ en Gray} \quad X_A \text{ en Röntgen}$$

Donc, dans le cas d'un matériau quelconque M parcouru par un faisceau de photons, il sera nécessaire de mesurer les ionisations créées par le même faisceau dans l'air, donc l'exposition. Ensuite, le KERMA sera mesuré par :

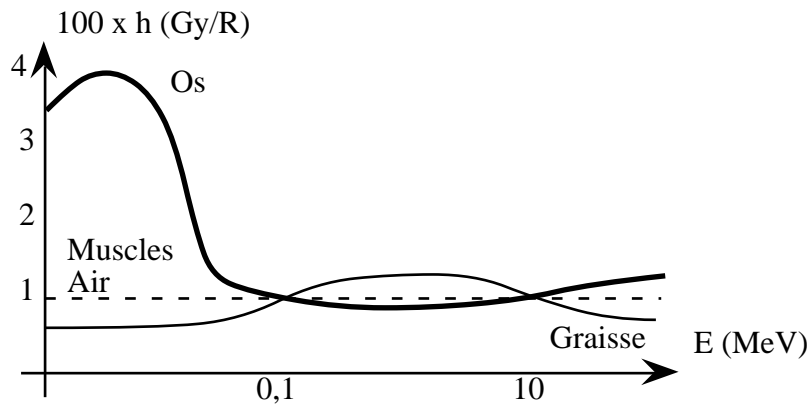
$$K_M = X_A \cdot f \cdot \frac{\mu_a / M}{\mu_a / A}$$

et si l'on admet l'équilibre électronique, on aura :  $D_M = K_M$

Pour un matériau donné, on voit apparaître une constante

$$h = f \cdot \frac{\mu_a / M}{\mu_a / A}$$

qui ne dépend que de l'énergie des photons, qui s'exprime en Gray/Röntgen.



Pour les tissus mous,  $h$  est voisin de  $0,97 \cdot 10^{-2}$  et ne varie pratiquement pas. Dans le cas de l'os, ce facteur peut prendre une valeur 4 fois plus grande pour les énergies inférieures à 100keV. Puisque  $D_M$  (Gy) =  $97 \cdot 10^{-4} X$  (R), on se méfiera d'un os interposé entre la tumeur et le faisceau aux faibles énergies.

En outre, le facteur temps va intervenir dans la façon de délivrer la dose.

### 2.5. Débit de dose absorbée. Débit d'exposition

Le débit de dose absorbée est la fraction de dose absorbée par unité de temps.

$$J = \frac{dD}{dt} \quad \text{en Gy/h (ou Rad/h)}$$

Le débit d'exposition est la fraction d'exposition par unité de temps.

$$\frac{dX}{dt} \quad \text{en R/h}$$

La dose intégrale est l'énergie déposée par le rayonnement dans la totalité de la matière exposée :

$$E = D \, dm \quad \text{en Joules}$$

### 2.6. Débit d'exposition nominal

Cette notion est utilisée pour caractériser les irradiations résultantes d'une source ponctuelle qui émet des rayonnements de manière divergente, donc pour laquelle  $J$  diminue avec la distance. Cela s'applique généralement bien à une source radioactive, émettrice de rayon  $\gamma$ , pour laquelle il faut considérer le débit d'exposition à une distance étalon. Par définition, le débit d'exposition nominal  $L$  est le débit d'exposition à 1 mètre de la source. Donc à une distance  $d$  et sans atténuation entre la source et le matériau, on aura :

$$J = \frac{dX}{dt} h$$

avec  $X = f(\text{distance, temps, source}) = g(\text{distance étalon, temps, source})/r^2$  et  $h =$  coefficient caractéristique du matériau.

On peut donc réécrire  $J$  :

$$J(\text{Gy/h}) = \frac{L}{d^2} h \quad \text{avec } h \text{ en Gy/R}$$

### 2.7. Dosimétrie in vivo

Dans certains cas, le flux de particules est émis de l'intérieur de l'organisme. La dose délivrée à un organe dépend :

- 1- de la nature du radioélément (type et spectre d'émission)
2. de sa répartition dans l'organisme et sa voie d'élimination
3. de sa période effective

$$\frac{1}{T} = \frac{1}{T_P} + \frac{1}{T_B}$$

Le débit de dose n'est pas constant, on a :

$$J(t) = J_0 \cdot e^{-t}$$

La dose absorbée totale vaut :

$$D = \int_0^{\infty} J(t) dt = J_0 \frac{T}{\text{Ln}2}$$

### 3. DOSIMETRIE DES FAISCEAUX DE PARTICULES ( $\alpha$ , $\beta$ , $n$ )

On utilise évidemment les grandeurs définies précédemment. Dans le cas d'une radiothérapie métabolique où l'on utilise un isotope radioactif qui va se concentrer dans une tumeur, on négligera la dosimétrie liée à l'émission  $\beta^-$  devant celle liée à l'émission  $\beta^+$ . Il s'agit d'émission  $\beta^+$ , les  $\beta^-$  ayant des périodes beaucoup trop courtes pour délivrer une dose mesurable en thérapie.

Dans le cas des émissions  $\beta^-$ , une formule empirique du débit de dose absorbée valide à distance de la source (à quelques mm) est :



$$J \text{ (Gy/l)} = 21,31 E \cdot C$$

$E$  : énergie moyenne des  $\gamma$  en eV

$C$  : concentration radioactive en mCi.

La proportionnalité avec  $C$  est évidente et celle avec  $E$  signifie que plus d'électrons sont produits.

#### **4. DISTRIBUTION SPATIALE DE LA DOSE. RADIOTHERAPIE EXTERNE**

Le but de la radiothérapie externe est d'utiliser les rayonnements ionisants afin de traiter une lésion (tumorale) sans avoir nécessairement recours à la chirurgie. Les paramètres permettant de calculer l'énergie absorbée viennent d'être vus mais, dans la réalité, le faisceau se modifie au cours de sa progression dans la matière ; il est donc nécessaire de déterminer la dose déposée en surface par rapport à celle déposée en profondeur en fonction du volume utile pour l'irradiation.

Il faudra donc évaluer :

- le rendement de dépôt d'énergie selon l'axe du faisceau
- le rendement de dépôt d'énergie dans un plan passant par l'axe du faisceau afin d'apprécier sa diffusion
- le rendement en volume qui découle du précédent par symétrie de révolution.

Fort de ces connaissances, il conviendra d'optimiser le rendement en profondeur pour traiter la tumeur plutôt que les tissus sains autour.

##### **4.1. Rendement en profondeur**

Il s'agit du rapport de la dose en un point à une profondeur  $x$  à celle prise comme référence en un point A. Ce point de référence sera pris là où la dose absorbée est maximum sur le trajet : en surface par des rayonnements  $< 1 \text{ MeV}$ , en profondeur pour des énergies élevées.

Ce rendement peut varier en raison de facteurs géométriques :

- si le faisceau est divergent, l'irradiation varie comme  $1/d^2$ , il sera intéressant dans le cas des tumeurs superficielles en plaçant la source près de la peau,
- si le faisceau est parallèle, par collimation, on pourra irradier les tumeurs profondes en plaçant la source à grande distance de la peau.

D'après ce que nous savons dans le cadre des interactions, le rendement en profondeur va surtout varier avec la nature des radiations.

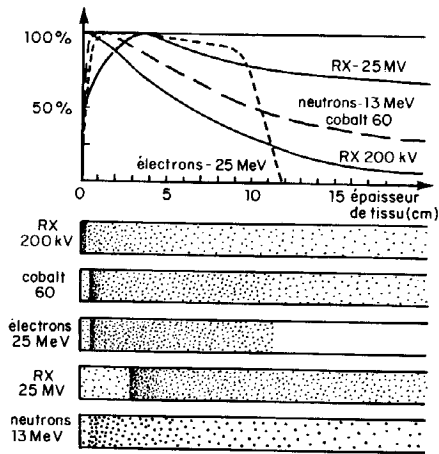
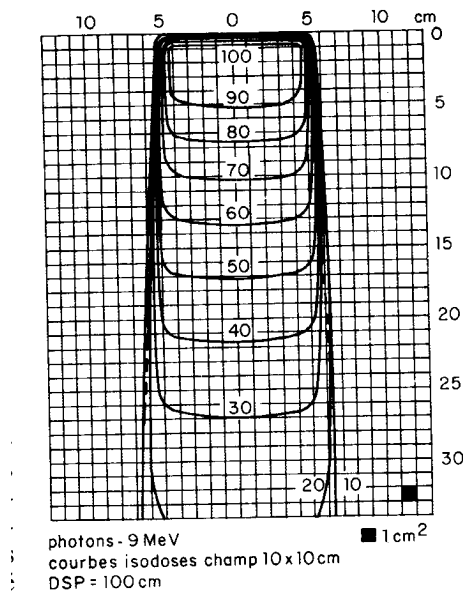


FIG. 33-1. — Courbes de transmission de la dose en profondeur et ionisations correspondantes. D'après Amar Naoun: *La radiothérapie*. Que sais-je? PUF p. 73.

- On constate que :
- les X de faible énergie sont très atténués dès les premiers centimètres,
  - lorsque l'énergie de l'onde électro-magnétique X ou augmente, les tissus superficiels sont de moins en moins exposés au maximum d'énergie et une dose élevée peut être délivrée à des profondeurs importantes,
  - les  $e^-$  déposent leur énergie à proximité de la peau, avec un rendement sensiblement constant jusqu'à épuisement de l'énergie.

#### 4.2. Rendement autour de l'axe du faisceau : couche isodose

Une courbe isodose est, dans un plan passant par l'axe du faisceau, le lieu des points recevant la même dose d'irradiation dans des conditions fixées d'irradiation.



Les isodoses s'éloignent de plus en plus de la trajectoire théorique quand on progresse dans la profondeur du tissu mais s'en écartent de moins en moins au fur et à mesure que l'énergie augmente.

#### 4.3 Rendement en volume : surface isodose

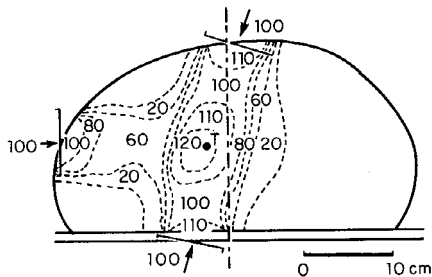
Ce qui vient d'être dit dans un plan, est valide dans tous les plans qui tournent autour de l'axe de symétrie. Donc l'ensemble des courbes isodoses va envelopper une surface isodose qui sera le lieu de géométrique de tous les points qui ont le même rendement en profondeur. Le volume à irradier sera donc inclus dans les courbes isodoses qui détermineront le calcul des doses à délivrer aux tissus.

#### 4.4 Optimisation du rendement en profondeur

Les courbes de rendement en profondeur montrent la difficulté d'adapter la dosimétrie à la région tumorale. Si la tumeur est profonde, il faudrait faire appel à des valeurs d'énergie difficiles à utiliser (problèmes de production et de protection). Si la tumeur est volumineuse, le rendement change selon les points considérés et rend le traitement inhomogène.

Il faut donc trouver une stratégie de traitement qui permette d'augmenter la dose dans la tumeur sans augmenter la dose dans les tissus sains : la technique consiste à utiliser plusieurs trajectoires. De cette façon, les tissus sains traversés ne sont jamais les mêmes et les doses partielles à la tumeur s'accumulent.

Par exemple, dans le cas d'une irradiation avec du Cobalt-60 avec 3 portes d'entrée, la dose à la tumeur est 1,2 fois celle des doses d'entrée individuelles :



La limite essentielle de la dosimétrie à la tumeur est donc celle des tissus sains alentour.

Reposent sur ce principe d'optimisation : la radiothérapie conformationnelle, le gamma-knife.

Une autre perspective se développe lentement avec l'utilisation des protons, des hadrons (ions lourds et très chargés) ou des mésons pi : l'idée repose sur l'exploitation du pic de Bragg dans la courbe spatiale d'ionisations.

## 5 NOTION D'EQUIVALENT DE DOSE

Tous les tissus ne sont pas également sensibles à une radiation donnée. Pour obtenir des grandeurs comparables d'une irradiation à l'autre ou d'un tissu à l'autre, il est donc nécessaire de pondérer les grandeurs exposées plus haut, par exemple la dose délivrée à un tissu, par un facteur tenant compte de cet effet.

On parle de **dose équivalente** délivrée à un organe soit :

$$H_t = w_t \cdot D_t$$

où t réfère à un tissu donné,

w est un nombre sans dimension tenant compte du rayonnement et de la sensibilité du tissu

et tel que  $\sum (t) w_t = 1$

et D est la dose absorbée par le tissu.

En théorie H devrait être exprimé en Gray, mais on préférera utiliser une unité intitulée autrement

pour tenir compte de la notion d'”efficacité” vis à vis d'un tissu donné : on parlera de **Sievert**.  
Donc  $1 \text{ Sv} = 1 \text{ Gy}$  si  $w = 1$ .

L'ancienne unité était le Rem et on a l'équivalence  $1 \text{ Sv} = 100 \text{ Rem}$  (ou  $10 \mu\text{Sv} = 1 \text{ mrem}$ )

Pour l'ensemble de l'organisme, on parlera de **Dose efficace E** :

$$E = \sum (t) w_t \cdot D_t \quad \text{en Sv}$$

C'est donc la grandeur que l'on prendra en compte pour avoir une information synthétique au niveau d'un individu donné. Dans un certain nombre de cas, on pourra considérer la dose équivalente au tissu le plus sensible.

Ordres de grandeur des irradiations

	Dose moyenne à l'utérus
Radiographie du crâne	0,04 mSv
Scanner lombaire	30 mSv
UIV	6 mSv
Scintigraphie thyroïdienne au Tc99m	0,320 mSv
Scintigraphie osseuse au Tc99m	1 mSv

	Dose corps entier
Scintigraphie au FDG	2,1 mSv
Irradiation naturelle	2,5 mSv/an
Irradiation totale	3,5 mSv/an
Vol Paris New-York	0,04 mSv

## 6. GRANDEURS STATISTIQUES UTILES POUR LES FAIBLES DOSES ET LA DISTRIBUTION DE LA DOSIMÉTRIE AUX POPULATIONS

### 6.1. Equivalent de dose collectif

Il exprime la dosimétrie totale, reçue par l'organisme entier ou un tissu donné, pour un ensemble de personnes. Il permet d'évaluer un "risque collectif global" pour une population dont les membres reçoivent des doses variées. Il s'exprime par une somme :

pour l'équivalent de dose  $H_{\text{coll}} = \sum (i) N_i \cdot H_i$

pour la dose efficace  $E_{\text{coll}} = \sum (i) N_i \cdot E_i$

l'expression est en Sievert-homme

Ce type de grandeur pourra être utilisé pour tenter d'estimer l'impact d'une activité irradiante sur la population, par exemple, l'activité médicale.

## 6.2. Notion de détriment

Le but est d'estimer le plus finement possible les conséquences des effets stochastiques des rayonnements ionisants en prenant en compte la radiosensibilité des tissus, la gravité des cancers radioinduits, la latence de leur apparition et la qualité de la survie. Le **détriment** représente la probabilité, pour une irradiation donnée, d'effets sur la santé équivalents à une diminution de 15 ans de la durée de vie.

On le calcule de la façon suivante :

$$\text{Dét.} = \int (t) d_t \cdot H_t$$

où  $d_t$  est le coefficient de détriment, exprimé en  $\% \cdot \text{Sv}^{-1}$

Exemples pour des doses faibles et de faibles débits de dose :

vessie	$0,29 \cdot 10^{-2} \% \cdot \text{Sv}^{-1}$
moelle osseuse	$1,04 \cdot 10^{-2} \% \cdot \text{Sv}^{-1}$
peau	$0,04 \cdot 10^{-2} \% \cdot \text{Sv}^{-1}$
total	$5,92 \cdot 10^{-2} \% \cdot \text{Sv}^{-1}$

donc un détriment (*mais de quel type ?*) de 100 % serait atteint pour une dose totale de 1690 Sv (à rapprocher des doses létales de 600 Gy).